

**ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФСКИ МЕТОД ЗА ОТЧИТАНЕ
РАБОТАТА НА СЪРЦЕТО****A PHOTOPLETHYSMOGRAPHIC METHOD FOR MEASUREMENT
OF THE WORK OF THE HEART****Galya Georgieva-Tsaneva***Institute of Robotics - Bulgarian Academy of Sciences***Krassimir Cheshmedzhiev***Institute of Robotics - Bulgarian Academy of Sciences***Abstract**

The article represents the use of non-invasive method – photoplethysmography (PPG) to obtain an info about variation of blood volume change, which is directly connected to heart rate. A portable heart rate monitoring system is implemented by miniature hardware device with a pulse and oximeter sensors. Some application software running on Windows have been developed to display PPG signal ant to store PPG data.

Keywords: photoplethysmography, heard rate decoder, pulse transit time, portable device.

ВЪВЕДЕНИЕ

Записът на електрическата активност на сърцето във времето (електрокардиограма, ЕКГ) се използва през последните десетилетия с успех за наблюдение и диагностициране на различни видове състояния и заболявания. Необходимостта към човешкото тяло да бъдат прикрепени няколко електрода причинява известни неудобства и не е особено подходящо за чест и продължителен мониторинг на пациентите. В тези случаи за наблюдение работата на сърцето може да бъде използван фотоплетизмографският метод, който е подходящ при изследване на индивиди, които не се намират в състояние на физически покой.

Фотоплетизмографията е оптичен измервателен метод, който се използва за регистриране на измененията в обема на кръвта в кръвоносните съдове. Движението на кръвта има пулсиращ характер и създадената в резултат на това пулсова вълна може да бъде детектирана в различни участъци на кръвоносната система. Методът използва източник на светлина и фотодетектор за регистриране интензивността на светлин-

ния поток, който е преминал през биологичната тъкан или е отразен от нея. Интензивността на светлинния поток се променя в зависимост от измененията на кръвонапълването в съответното място, където се осъществява измерването. Описание на същността на фотоплетизмографския метод и неговото приложение е дадено в работите на някои съвременни изследователи, като J. Allen [1], T. Tamura [2], J. Webster [3], Y. Yoon [4] и др. При фотоплетизмографския метод се извършва разпознаване на пулсовата вълна, посредством графики, снети в различни области на човешкото тяло. Алгоритъм за бърза детекция на пулсовата вълна е създаден от българските автори В. Ненова, I. Пиев [5] и Б. Ненова-Байлова [6]. Алгоритъмът включва високочестотен филтър с гранична честота 0.5 Hz, пълзащо ускоряване с първа нула в 7.5 Hz, откриване на максимуми и минимуми, критерий за валидност на нарастващия фронт, оценка на подобие на текущия нарастващ фронт спрямо предишни валидни предни фронтове. Неинвазивни методи за изследване на артериалната ригидност и еластич-

ността на стените на кръвоносните съдове, посредством изследване на времето на разпространение на пулсовата вълна са обект на разглеждане от Р. Николова [7].

ПРИНЦИП НА ДЕЙСТВИЕ

Фотоплетизмографският метод (PhotoPlethysmoGraphics method – PPG) разчита на използването на светлината за определяне пулса (чрез регистриране на промените в обема на кръвния поток) и количеството на кислород в кръвта. Светлината взаимодейства с тъканта, при което се извършват различни оптични процеси: разсейване, поглъщане, отражение, преминаване и флуоресценция. Обемът на кръвта съдържащ се в кръвоносните съдове, движението на стените им, ориентацията на червените кръвни клетки са фактори, които повлияват на светлината попаднала върху фотодетектора [8].

Взаимодействието на светлината с тъканите има комплексен характер. Андерсон и Париш [9] са изследвали оптичните свойства на човешката кожа както и взаимодействието ѝ със светлината. В резултат на тези изследвания авторите правят извода, че колкото по-малка е дължината на вълната, толкова по-голямо е поглъщането от пигментите в кожата. Водата поглъща светлината в ултравиолетовата част на спектъра и далечния инфрачервен диапазон на спектъра. Червената светлина и светлината от близкия инфрачервен край се поглъщат по-малко, което е и причината светлина с такава дължина да се използва при PPG метода. Кръвта поглъща светлината повече от тъканите, следователно увеличаването или намаляването на обема ѝ може да се бъде определено чрез съответното намаляване/увеличаване на регистрираната светлина.

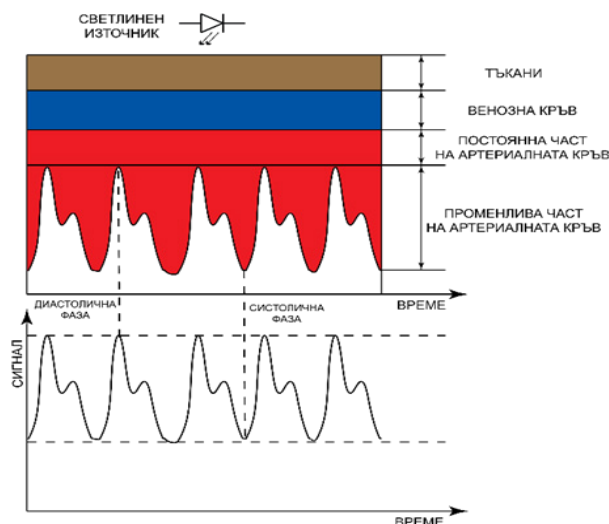
На фиг. 1 е показана графика на плетизмограма. В нея могат да се разграничат две основни части – едната е сравнително постоянна тя кореспондира с поглъщането/отражението на светлината от меките тъкани и средното съдържание на кръв в артериите и вените. Също така постоянната част се променя малко и в процеса на дишане. Другата съставка е променлива и показва измененията в количеството кръв по време на систоличните и диастоличните фа-

зи. Базовата честота на тази съставка е пряко свързана със сърдечния пулс. Както е видно от фигурата, променливата част е насложена върху постоянната.

Има два основни начина на приложение на фотоплетизмографския метод за измерване честотата на пулсовата вълна:

- чрез преминаване на светлината;

На фиг. 2 е показано схематичното разположение на източника на светлина и фотодетектора. При този метод източникът на светлина и фотодетекторът са поставени на място, позволяващо лесно отчитане, като светлинният източник е от едната страна на тъканта, а фотодетекторът – от другата. Най-често се използвани места по човешкото тяло при този метод са: пръст, ухо, носна преграда, буза, език.



Фиг. 1 Плетизмограма



Фиг. 2 Отчитане посредством преминаване на светлината

В някои от случаите - език, носна преграда - изследването е ефективно само когато индивидът се намира под упойка, т.е. в напълно статично положение.

- чрез отражение на светлината.

Този начин за измерване е показан схематично на фиг. 3.



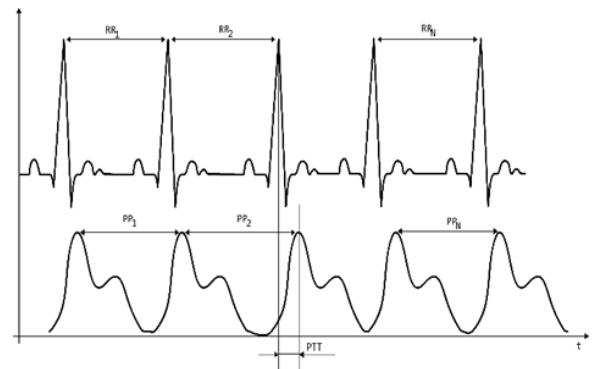
Фиг. 3. Отчитане посредством отражение на светлината

Източникът на светлина и фотодетекторът са разположени от една и съща страна на тъканта. За разлика от предишния начин, тук има по-голяма свобода относно местата за поставяне на източника и приемника на светлина.

При използването на фотоплетизмографския метод възникват трудности от различно естество. Когато изследваният индивид се движи, върху PPG графиката се получават артефакти. Промяната на натиска между сензора и мястото за измерване води до промяна в нивото на сигнала получаван от сензора. Не съществуват стандарти, които да определят кое е най-подходящото ниво на притискане. При увеличаването му нивото на сигнала се увеличава и след преминаване на някаква граница започва отново да намалява [2].

От гледна точка на миниатюризацията важен фактор при използването на фотоплетизмографския метод се явява консумацията на енергия. От размера на консумираната енергия се определя капацитета, респективно размера на хранящия източник. Съгласно [10] при използване на метода чрез преминаване, използваната енергия е с повече от един порядък по-голяма, отколкото при метода чрез отражение.

На фиг. 4 е показано разположението във времето на електрокардиограма (горе) и фотоплетизмограма (долу).



Фиг. 4. Разположение на електрокардиограма (горе) и фотоплетизмограма (долу)

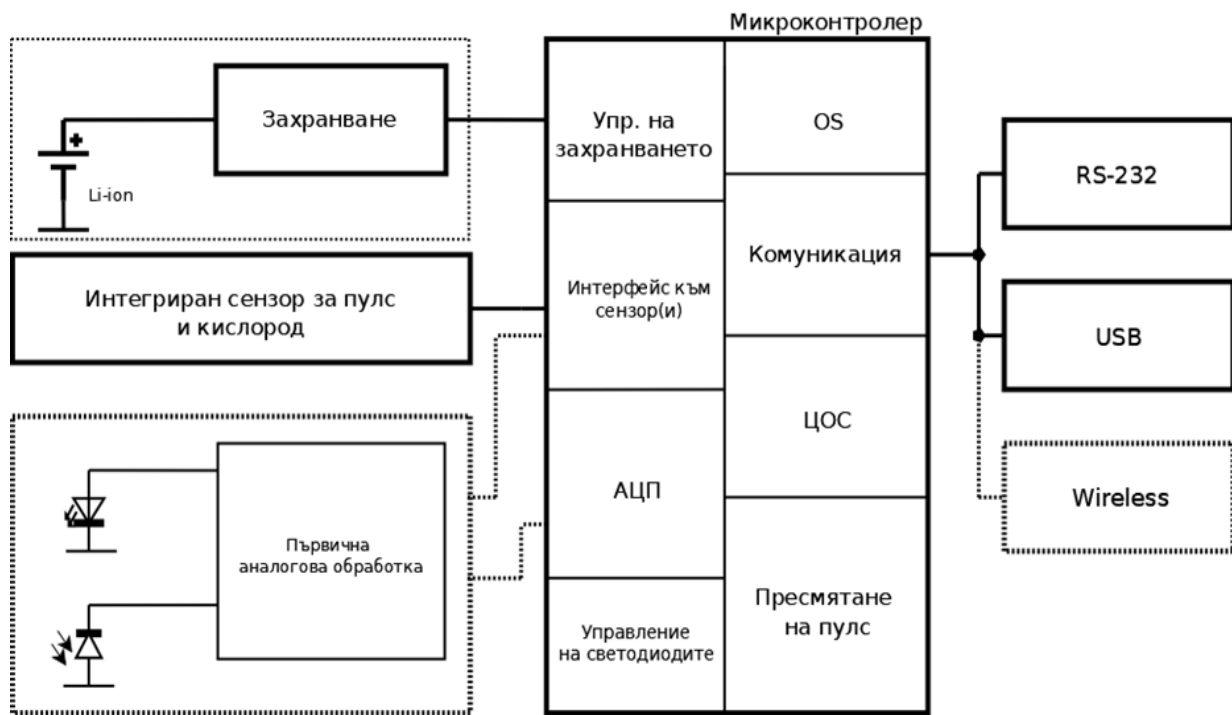
От представената графика се вижда, че разстоянията между върховете на електрокардиограмата, т.нар. RR интервали, съвпада с разстоянието между върховете на фотоплетизмограмата (PP интервали). Съгласно авторите на [4], [11] е възможно определянето на кръвното налягане чрез едновременното използване на електрокардиограма и фотоплетизмограма. За целта се използва метод, основан на закъснението на пулсовата вълна (pulse wave), измерено с фотоплетизмограф, спрямо QRS комплекса на електрокардиограмата. Това закъснение е времето между върховете на двете графики и е обозначено на фиг. 4 с PTT (pulse transit time).

Описание на устройство за снемане на фотоплетизмографски сигнал

На фиг. 5 е показана блокова схема на създаденото устройство за отчитане на пулс и съдържание на кислород в кръвта, посредством фотоплетизмографски метод. При създаването му са взети предвид няколко аспекта: минимални размери; достатъчна изчислителна мощност; възможност за използване на различни видове сензори – както интегрирани, така и дискретни.

Същият се използва и за зареждане на вградения енергоизточник в устройството.

В устройството могат да се разграничат няколко основни съставни блока:



Фиг. 5. Блокова схема на създаденото устройство

Създаденият прототип на устройство е портативен с приблизителни размери 85x55x10мм. Захранването се осъществява по два възможни начина: автономно от вградена Li-ion акумулаторна батерия или чрез кабел от стандартен USB2.0 порт.

Захранване – извършва се посредством специализирана интегрална схема за зареждане на Li-ion акумулатори, като управлението на захранването се осъществява с помощта на микроконтролера.

Сензор за пулс – използван е интегриран сензор MAX30100 на компанията Maxim Integrated [13]. Той съдържа следните важни компоненти: инфрачервен светодиод за отчитане на пулса и червен светодиод за отчитане нивото на кислорода в кръвта; система за управление на тока през светодиодите; фотоприемник; система за филтриране на обкръжаващата светлина; аналогово-цифров преобразувател; интерфейсна шина за свързване към микроконтролер; температурен сензор.

Друга възможност е използването на стандартни сензори за многократна употреба със съединител DB-9. Като пример може да се посочи Nellcor DS-100A и съвместими с него [12].

За основен *изчислителен компонент* на създаденото устройство е подбран микроконтролер от фамилията SAM4S на компанията Atmel [13], който извършва основните задачи, свързани с обслужване на комуникациите, четене, управление на сензора (сензорите) и т.н.

Интерфейс за комуникация с външни устройства. Към момента за устройството са тествани два типа интерфейси:

- стандартен сериен RS-232;
- USB – устройството се разпознава като стандартен сериен порт (не се изисква инсталиране на драйвери);
- безжични – в процес на тестване са WiFi и 3G.

В зависимост от конкретните условия може да се използва подходящият интерфейс за връзка с околната среда.

Цифрова обработка на сигнала – благодарение на използването на производителен микроконтролер основните функции по първичната цифрова обработка на сигнала от сензора като осредняване, филтриране, премахване на артефакти и т.н., могат да бъдат програмирани да се извършват от самото устройство.

За управление на различните функции на устройството и връзките между отделните подсистеми е използвана операционна система за реално време с отворен код [14]. Създадена е софтуерна програма за персонален компютър, която визуализира получените данни, преобразува ги в подходящ за цифрова обработка формат и осигурява записването им в база от потребителски данни.

ТЕСТВАНЕ НА УСТРОЙСТВОТО И РЕЗУЛТАТИ

Създаденото устройство, базирано на фотоплетизмографския метод, е тествано върху доброволци на различни места на човешкото тяло: пръст, китка, ухо и др.

Изборът на използвания интерфейс зависи от оптималните съотношения между: избор на скорост за обмен на данните, избор на типа комуникация (еднопосочна/двупосочна), загуби, определени от броя на некоректно предадените пакети по линията за единица време; изисквания за консумация на електрическа енергия; изисквания за размери на устройството; цена и др. Безжичният интерфейс е разумен избор при спазване на горните изисквания.

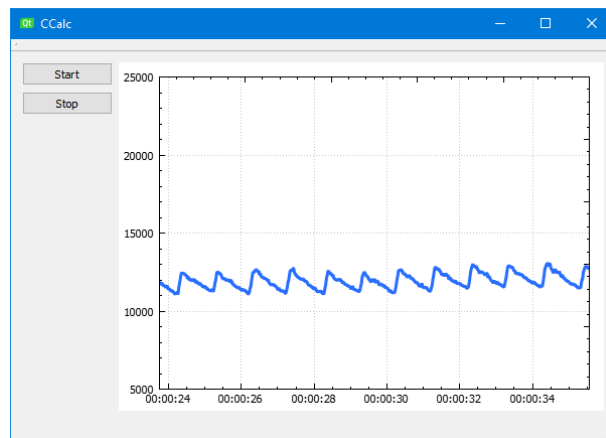
Отчетените данни от създаденото устройство посредством избрания интерфейс, се предават към персонален компютър за визуализация и последваща обработка.

За онагледяване и извеждане на получените резултати от измерването на пулсовата крива в графичен вид и последващо съхранение на получените данни, е създадена софтуерна програма на Visual C++, работеща под операционната система Windows. На фиг. 6 е показана графиката на получения PPG сигнал при разположение на устройството на пръста на доброволец и използване на метода чрез отражение на светлината. Данните, показани на графиката не са обработени – не са извършвани филтрации, осреднявания, премахване на смущения и т.н.

Предимства на устройството, базирано на фотоплетизмографския метод:

- Висока чувствителност;
- Портативни размери и ниско тегло;

- Лесно за използване;
- Ниска цена;
- Възможност за позициониране на устройството на различни части от човешкото тяло;
- Работата на сензора не се влияе съществено от конкретното позициониране на устройството.



Фиг. 6 Графика на PPG сигнала

Наблюдавани отрицателни въздействия върху точността на изследванията:

- Зависимост на точността на работа на устройството от температурата на индивида и от околната температура;
- Влияние на външната светлина;
- Влияние на различни артефакти в резултат на движение на изследвания индивид, оптически смущения и състоянието на повърхността на биологичната тъкан на индивида.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

При наблюдение работата на сърцето може да бъде използван фотоплетизмографският метод, който е подходящ при продължително изследване на пациенти и има предимството да осигурява по-добър комфорт на наблюдавания индивид в сравнение с конвенционалните методи. Описаното в доклада устройство за детекция на пулсовата вълна дава възможност за отдалечено следене на сърдечната дейност и може да бъде използван в системите за телеметрично мониториране на рискови пациенти със сърдечносъдови проблеми. Използването на

устройството ще подобри възможностите за проследяване и контрол на рискови групи пациенти, страдащи от сърдечносъдови заболявания.

REFERENCE

- [1] J. Allen, „Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement”, *Physiological measurement*, Vol. 28, № 3, pp. R1, 2007.
- [2] T. Tamura, Y. Maeda, M. Sekine and M. Yoshida, „Wearable photoplethysmographic sensors - past and present”, *Electronics*, № 2, pp. 282-302, 2014.
- [3] J. Webster, “Medical instrumentation: application and design”, John Wiley & Sons, 2009.
- [4] Y. Yoon, J. Cho and G. Yoon, „Non-constrained blood pressure monitoring using ECG and PPG for personal healthcare”, *Journal of medical systems*, Vol. 33, № 4, pp. 261-266, 2009.
- [5] B. Nenova and I. Iliev, „An automated algorithm for fast pulse wave detection”, *Bioautomation*, Vol. 3, № 14, pp. 203-216, 2010.
- [6] Nenova-Baylova B, "Determination of Cardiac Activity in Extreme Situations", 2011, Autoreferate (in Bulgarian).
- [7] R. Nikolova, "The Time to Distribute the Pulse Wave - a Method for the Study of the Functional Status of the Cardiovascular System", *Bulgarian Medical Journal*, Vol. 2, № 1, pp. 9-13, 2008 (in Bulgarian).
- [8] I. Iliev, "Methods, Devices and Systems for Telemetric Monitoring of High Risk Patients with Cardiovascular Diseases", Autoreferate, 2011 (in Bulgarian).
- [9] R. R. Anderson and J. A. Parrish, „The optics of human skin”, *Journal of investigative dermatology*, pp. 13-19, 1981.
- [10] B. Mainsah and T. Wester, „Design of a Dual Heart Rate Variability Monitor”, Worcester polytechnic institute, 2007.
- [11] Y. Kim and J. Lee, „Cuffless and non-invasive estimation of a continuous blood pressure based on PTT”, Information Technology Convergence and Services (ITCS), 2010 2nd International Conference on, IEEE, 2010.
- [12] http://www.medtronic.com/content/dam/covidien/library/global/multi/product/pulse-oximetry/DS100A_Manual_Multi_10051344C00.pdf.
- [13] SAM4S ARM Cortex-M4 Microcontrollers, „<http://www.atmel.com/products/microcontrollers/arm/sam4s.aspx>”.
- [14] G. Nutt, “NuttX operating system user’s manual”, www.nuttx.org.
- [15] Maxim, „Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC for Wearable Health, <https://www.maximintegrated.com/en/products/analog/sensors-and-sensor-interface/MAX30100.html>”.